



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
02.02.2022 Patentblatt 2022/05

(51) Internationale Patentklassifikation (IPC):
H04R 25/00 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **21183901.4**

(52) Gemeinsame Patentklassifikation (CPC):
H04R 25/407; H04R 2225/43

(22) Anmeldetag: **06.07.2021**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME
Benannte Validierungsstaaten:
KH MA MD TN

(71) Anmelder: **Sivantos Pte. Ltd.**
Singapore 539775 (SG)

(72) Erfinder: **ROSENKRANZ, Tobias Daniel**
91088 Bubenreuth (DE)

(74) Vertreter: **FDST Patentanwälte**
Nordostpark 16
90411 Nürnberg (DE)

(30) Priorität: **29.07.2020 DE 102020209555**

(54) **VERFAHREN ZUR DIREKTIONALEN SIGNALVERARBEITUNG FÜR EIN HÖRGERÄT**

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Richtsignalverarbeitung für ein Hörgerät (2), wobei durch einen ersten Eingangswandler (24) des Hörgerätes (2) aus einem Schallsignal (28) der Umgebung ein erstes Eingangssignal (E1) erzeugt wird, wobei durch einen zweiten Eingangswandler (26) des Hörgerätes (2) aus dem Schallsignal (28) der Umgebung ein zweites Eingangssignal (E2) erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals (E1) und des zweiten Eingangssignals (E2) jeweils ein erstes Richtsignal (Xr1) sowie ein zweites Richtsignal (Xr2) gebildet werden, wobei das zweite Richtsignal (Xr2) in Richtung einer ersten Nutzsignalquelle (14) eine relative Abschwächung aufweist, wobei das erste Richtsignal (Xr1) in Richtung einer zweiten Nutzsignalquelle (18) eine relative Abschwächung aufweist, wobei ein erster Verstärkungsparameter (G1) für eine Verstärkung eines ersten Nutzsignals (S1) der ersten Nutzsignalquelle (14) sowie ein zweiter Verstärkungsparameter (G2) für eine Verstärkung eines zweiten Nutzsignals (S2) der zweiten Nutzsignalquelle (18) ermittelt werden, wobei eine Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) für ein Referenz-Richtsignal (Xref) definiert wird, wobei anhand des ersten Verstärkungsparameters (G1) und/oder des zweiten Verstärkungsparameters (G2) in Abhängigkeit der Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) ein korrigierter erster Verstärkungsparameter und ein korrigierter zweiter Verstärkungsparameter (G2') derart ermittelt werden, dass ein Ausgangs-Richtsignal (Xout), welches als Summe des mit dem ersten korrigierten ersten Verstärkungsparameter gewichteten ersten Richtsignals (Xr1) und dem mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameter (G2') gewichteten zweiten Richtsignals (Xr2) gebildet wird, in ein linear skaliertes Referenz-Richtsignal (Xref) übergeht, wenn der erste Verstärkungsparameter (G1) gleich dem zweiten Ver-

stärkungsparameter (G2) ist.

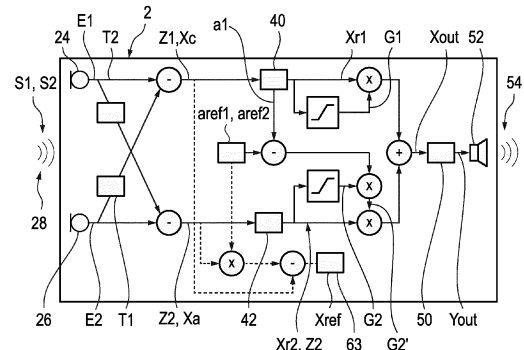


Fig. 2

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für ein Hörgerät, wobei durch einen ersten Eingangswandler des Hörgerätes aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, wobei durch einen zweiten Eingangswandler des Hörgerätes aus dem Schallsignal der Umgebung ein zweites Eingangssignal erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals und des zweiten Eingangssignals jeweils ein erstes Richtsignal sowie ein zweites Richtsignal gebildet werden, wobei das zweite Richtsignal in Richtung einer ersten Nutzsignalquelle eine relative Abschwächung aufweist, wobei das erste Richtsignal in Richtung einer zweiten Nutzsignalquelle eine relative Abschwächung aufweist, und wobei ein erster Verstärkungsparameter für eine Verstärkung eines ersten Nutzsignals der ersten Nutzsignalquelle sowie ein zweiter Verstärkungsparameter für eine Verstärkung eines zweiten Nutzsignals der zweiten Nutzsignalquelle ermittelt werden.

[0002] In einem Hörgerät wird ein Umgebungsschall mittels wenigstens eines Eingangswandlers in ein Eingangssignal umgewandelt, welches in Abhängigkeit einer zu korrigierenden Hörschwäche des Trägers frequenzbandspezifisch und hierbei insbesondere individuell auf den Träger abgestimmt verarbeitet und dabei auch verstärkt wird. Das verarbeitete Signal wird über einen Ausgangswandler des Hörgerätes in ein Ausgangsschallsignal umgewandelt, welches zum Gehör des Trägers geleitet wird. Im Rahmen der Signalverarbeitung wird dabei auf das Eingangssignal oder auf ein bereits vorverarbeitetes Zwischensignal oftmals eine automatische Lautstärkenregelung ("automatic gain control", AGC) und oftmals auch eine Dynamik-Kompression angewandt, bei welcher das Eingangssignal meist nur bis zu einem bestimmten Grenzwert linear verstärkt wird, und oberhalb des Grenzwertes eine geringere Verstärkung angewandt wird, um dadurch Pegelspitzen des Eingangssignals auszugleichen. Dies soll insbesondere verhindern, dass plötzliche, laute Schallergebnisse durch die zusätzliche Verstärkung im Hörgerät zu einem zu für den Träger lauten Ausgangsschallsignal führen.

[0003] Eine derartige AGC mit integrierter Dynamik-Kompression reagiert hierbei jedoch zunächst auf Schallereignisse unabhängig von ihrer Richtung. Befindet sich der Träger eines Hörgerätes in einer komplexen Hörsituation, z.B. in einem Gespräch mit mehreren Gesprächspartnern, kann ein Gesprächspartner z.B. durch einen kurzen Aufschrei oder lautes Lachen die Kompression auslösen, wodurch die Gesprächsbeiträge eines anderen Gesprächsteilnehmers merklich abgesenkt werden, worunter für den Träger die Verständlichkeit leiden kann.

[0004] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung in einem Hörgerät anzugeben, welches insbesondere in Verbindung mit AGC und/oder Dynamik-Kompression auch für komplexe Hörsituationen mit mehr als einer Nutzsignalquelle geeignet ist.

[0005] Die genannte Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für ein Hörgerät, wobei durch einen ersten Eingangswandler des Hörgerätes aus einem Schallsignal der Umgebung ein erstes Eingangssignal erzeugt wird, wobei durch einen zweiten Eingangswandler des Hörgerätes aus dem Schallsignal der Umgebung ein zweites Eingangssignal erzeugt wird, wobei anhand des ersten Eingangssignals und des zweiten Eingangssignals jeweils ein erstes Richtsignal sowie ein zweites Richtsignal gebildet werden, wobei das zweite Richtsignal in Richtung einer ersten Nutzsignalquelle eine relative Abschwächung aufweist, wobei das erste Richtsignal in Richtung einer zweiten Nutzsignalquelle eine relative Abschwächung aufweist, und wobei ein erster Verstärkungsparameter für eine Verstärkung eines ersten Nutzsignals der ersten Nutzsignalquelle sowie ein zweiter Verstärkungsparameter für eine Verstärkung eines zweiten Nutzsignals der zweiten Nutzsignalquelle ermittelt werden. Erfindungsgemäß ist hierbei vorgesehen, dass eine Referenz-Richtcharakteristik für ein Referenz-Richtsignal, welches insbesondere als eine Überlagerung des ersten Richtsignals und des zweiten Richtsignals darstellbar ist, definiert wird, wobei anhand des ersten Verstärkungsparameters und/oder des zweiten Verstärkungsparameters in Abhängigkeit der Referenz-Richtcharakteristik ein korrigierter erster Verstärkungsparameter und ein korrigierter zweiter Verstärkungsparameter derart ermittelt werden, dass ein Ausgangs-Richtsignal, welches als Summe des mit dem korrigierten ersten Verstärkungsparameter gewichteten ersten Richtsignals und dem mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameter gewichteten zweiten Richtsignals gebildet wird, in ein linear skaliertes Referenz-Richtsignal übergeht, wenn der erste Verstärkungsparameter gleich dem zweiten Verstärkungsparameter ist, und wobei wenigstens einer der beiden besagten korrigierten Verstärkungsparameter vom entsprechenden, zugrunde liegenden Verstärkungsparameter verschieden ist. Vorteilhafte und teils für sich gesehen erfinderische Ausgestaltungen sind Gegenstand der Unteransprüche und der nachfolgenden Beschreibung.

[0006] Das Ausgangs-Richtsignal mit der geforderten Eigenschaft kann entweder als die entsprechend beschriebene Überlagerung gebildet werden, oder anhand wenigstens eines geeigneten Zwischensignals, wobei die Bildung des Ausgangs-Richtsignals derart erfolgt, dass die geforderte Eigenschaft bei Gleichheit der beiden Verstärkungsparameter erfüllt ist.

[0007] Das erste Richtsignal kann hierbei einerseits zur weiteren Signalverarbeitung gebildet werden, sodass dabei insbesondere die Signalanteile des ersten Richtsignals entsprechend in das Ausgangs-Richtsignal eingehen. Für den Fall, dass das Ausgangs-Richtsignal aus den Signalanteilen von wenigstens einem geeigneten Zwischensignal gebildet wird - also z.B. eine Bildung des ersten und zweiten Richtsignals sowie des Ausgangs-Richtsignals jeweils anhand vorwärts- und rückwärtsgerichteter Kardioid-Signale - wird das erste Richtsignal insbesondere dazu gebildet, den kor-

rigierten ersten und/oder korrigierten zweiten Verstärkungsparameter zu bestimmen, da die direktionale Information insbesondere über die zweite Nutzsignalquelle, welche dem ersten Richtsignal entnehmbar ist, hierfür von maßgeblichem Vorteil ist.

[0008] Bevorzugt wird anhand des Ausgangs-Richtsignals ein Ausgangssignal erzeugt, welches durch einen Ausgangswandler des Hörgerätes in ein Ausgangsschallsignal umgewandelt wird. Hierbei können noch eine insbesondere frequenzbandabhängige Unterdrückung von Störgeräuschen und/oder Rückkopplung und/oder weitere Signalverarbeitungsschritte bei der Erzeugung des Ausgangssignals aus dem Ausgangs-Richtsignal erfolgen. Insbesondere kann das Verfahren frequenzbandweise durchgeführt werden, sodass der erste und der zweite Verstärkungsparameter, das erste und das zweite Richtsignal sowie das Referenz-Richtsignal und schließlich der korrigierte erste und zweite Verstärkungsparameter und das Ausgangs-Richtsignal gesondert für jedes Frequenzband oder für Gruppen einzelner Frequenzbänder ermittelt bzw. definiert werden.

[0009] Unter einem Eingangswandler ist hierbei insbesondere ein elektroakustischer Wandler umfasst, welcher dazu eingerichtet ist, aus einem Schallsignal ein entsprechendes elektrisches Signal zu erzeugen. Insbesondere kann bei der Erzeugung des ersten bzw. zweiten Eingangssignals durch den jeweiligen Eingangswandler auch eine Vorverarbeitung erfolgen, z.B. in Form einer linearen Vorverstärkung und/oder einer A/D-Konvertierung. Das entsprechend erzeugte Eingangssignal ist dabei insbesondere durch ein elektrisches Signal gegeben, dessen Strom- und/oder Spannungsschwankungen im Wesentlichen die Schalldruck-Schwankungen der Luft repräsentieren.

[0010] Bevorzugt ist hierbei die Richtung der ersten Nutzsignalquelle bezüglich einer durch den bestimmungsgemäßen Gebrauch des Hörgerätes definierten Frontalrichtung eines Benutzers des Hörgerätes in den vorderen Halbraum gerichtet. Besonders bevorzugt liegt dabei die erste Nutzsignalquelle zumindest näherungsweise in Frontalrichtung, sodass für die Signalverarbeitung insbesondere entsprechende Näherungen einer frontalen Quelle vorgenommen werden können. Bevorzugt ist die Richtung der zweiten Nutzsignalquelle außerhalb eines Winkelbereichs von $\pm 45^\circ$, besonders bevorzugt von $\pm 60^\circ$ um die Frontalrichtung gerichtet. Insbesondere ist die Richtung der zweiten Nutzsignalquelle in den hinteren Halbraum gerichtet.

[0011] Unter einer relativen Abschwächung des ersten Richtsignals ist hierbei insbesondere zu verstehen, dass die betreffende Richtcharakteristik in Richtung des zweiten Nutzsignals eine Empfindlichkeit aufweist, welche gegenüber der über alle Richtungen gemittelten Empfindlichkeit verringert ist, und insbesondere ein lokales, bevorzugt ein globales Minimum aufweist. Bevorzugt weisen das erste und das zweite Richtsignal in Richtung der zweiten bzw. der ersten Nutzsignalquelle eine möglichst vollständige Abschwächung auf.

[0012] Die vorliegende Erfindung löst hierbei insbesondere folgendes Problem: Wird ein Ausgangs-Richtsignal anhand zweier Richtsignale gebildet, welche jeweils in Richtung einer anderen Nutzsignalquelle eine relative, vorzugsweise vollständige Abschwächung aufweisen, so hängt z.B. die Verstärkung des zweiten Nutzsignals durch das so entstehende Ausgangs-Richtsignal nicht nur vom entsprechenden Verstärkungsparameter ab, mit welchem das zweite Richtsignal gewichtet wird, sondern auch von der Richtung der zweiten Nutzsignalquelle, da das zweite Richtsignal diesbezüglich eine nicht-triviale Richtungsabhängigkeit aufweist. Weist das erste Richtsignal in Richtung der zweiten Nutzsignalquelle dann eine vollständige oder näherungsweise vollständige Abschwächung auf, kann die besagte Richtungsabhängigkeit durch einen Korrekturterm des ersten Richtsignals nicht kompensiert werden. Vergleichbares kann für eine Verstärkung des ersten Nutzsignals durch das erste Richtsignal gelten.

[0013] Eine entsprechende Korrektur hat deswegen über die Beiträge des jeweiligen Richtsignals selbst zu erfolgen. Im Rahmen der Erfindung wird dies über eine Korrektur der "Skalierung" des jeweiligen Richtsignals, also eine Anpassung des jeweiligen Verstärkungsparameters gelöst, sodass der korrigierte Verstärkungsparameter zum einen eine Berücksichtigung dieser Richtungsabhängigkeit des entsprechenden Richtsignals erlaubt.

[0014] Andererseits wird die Referenz-Richtcharakteristik als der "Normalzustand" vorgegeben, welcher erreicht werden soll, wenn beide Nutzsignale mit gleichen Verstärkungsparametern verstärkt werden sollen (die Annahme ist hierbei, dass dies u.a. insbesondere für identische Nutzsignale gilt, welche lediglich aus unterschiedlichen Richtungen auftreten). In diesem Fall soll die Verstärkung der einzelnen, "gleich lauten" Nutzsignale zum Referenz-Zustand führen, also bspw. zu einer omnidirektionalen oder einer eine Filterung durch eine Pinna modellierenden Richtcharakteristik.

[0015] Es kann somit erreicht werden, dass nicht nur Nutzsignale von frontalen Nutzsignalquellen, sondern z.B. auch aus dem hinteren Halbraum unabhängig von ihrer konkreten Richtung verstärkt werden, indem der Einfluss der Richtwirkung eines das betreffende Nutzsignal aufnehmenden Richtsignals durch eine entsprechende Korrektur der Verstärkung kompensiert wird. Dabei ist ebenso eine äquivalente Formulierung auf der Ebene von die Richtsignale ggf. bildenden Zwischensignalen möglich.

[0016] Das Referenz-Richtsignal wird hierfür bevorzugt in der Basis der beiden Richtsignale dargestellt, sodass die korrigierten Verstärkungsparameter anhand der entsprechenden Koeffizienten in dieser Darstellung ermittelt werden können. Hierbei ist insbesondere möglich, dass z.B. nur der zweite korrigierte Verstärkungsparameter eine echte nicht-triviale Korrektur zum zweiten Verstärkungsparameter aufweist, während der erste korrigierte Verstärkungsparameter zum ersten Verstärkungsparameter identisch ist. Es können jedoch auch beide korrigierten Verstärkungsparameter, also der erste und der zweite, sich jeweils von ihrem zugrunde liegenden ersten bzw. zweiten Verstärkungsparameter

unterscheiden. Dies kann insbesondere dann der Fall sein, wenn keine der beiden Nutzsignalquellen in einer Vorzugsrichtung (z.B. der Frontalrichtung) bzgl. des Hörgerätes belegen ist.

[0017] Günstigerweise wird der korrigierte zweite Verstärkungsparameter derart ermittelt, dass das zweite Nutzsignal gegenüber der Referenz-Richtcharakteristik durch das Ausgangs-Richtsignal um den zweiten Verstärkungsparameter verstärkt wird, und/oder wobei der korrigierte erste Verstärkungsparameter derart ermittelt wird, dass das erste Nutzsignal durch das Ausgangs-Richtsignal gegenüber der Referenz-Richtcharakteristik um den ersten Verstärkungsparameter verstärkt wird. Hierdurch wird erreicht, dass durch das Ausgangs-Richtsignal jedes der beiden Nutzsignale unabhängig von der Richtung der jeweiligen Nutzsignalquelle mit dem jeweils für das einzelne Nutzsignal "korrekten" Verstärkungsparameter verstärkt wird.

[0018] Dies wird nun überhaupt erst dadurch möglich, dass diejenigen Signalbeiträge im Ausgangs-Richtsignal, welche z.B. vom zweiten Nutzsignal stammen - also z.B. ein entsprechendes zweites Richtsignal - anhand des korrigierten zweiten Verstärkungsparameters so gewichtet werden können, dass eine Richtungsabhängigkeit des zweiten Richtsignals (oder eines vergleichbaren, anhand wenigstens eines geeigneten Zwischensignals gebildeten Signals mit einer relativen Abschwächung in Richtung der ersten Nutzsignalquelle) über die Korrektur im korrigierten zweiten Verstärkungsparameter kompensierbar ist. Vergleichbares gilt für die Signalbeiträge des ersten Nutzsignals im Ausgangs-Richtsignal. Insbesondere kann der erste korrigierte Verstärkungsparameter zum ersten Verstärkungsparameter identisch sein.

[0019] Zweckmäßigerweise wird der korrigierte zweite Verstärkungsparameter gebildet als ein Produkt aus dem zweiten Verstärkungsfaktor und einem Korrekturfaktor, wobei der Korrekturfaktor einem Linearkoeffizienten des zweiten Richtsignals in einer Darstellung des Referenz-Richtsignals als eine Linearkombination des ersten Richtsignals und des zweiten Richtsignals entspricht.

[0020] Eine mathematische Formulierung lässt sich dabei wie folgt erreichen: Fasst man die Eingangssignale $E1$ und $E2$ zu einem Vektor $E = [E1, E2]^T$ zusammen, so lässt sich ein anhand der beiden Eingangssignale gebildetes erstes Richtsignal $Xr1$ wenigstens näherungsweise darstellen anhand der Gewichte $w = [w1, w2]^T$ der beiden Eingangssignale, also $Xr1 = E^T \cdot w$ (sofern die akustische Laufzeit zwischen den beiden Eingangswandlern weniger als ein Sample beträgt, was meist gegeben ist). In vergleichbarer Weise lässt sich das zweite Richtsignal $Xr2$ darstellen als $Xr2 = E^T \cdot u$ mit den Gewichten $u = [u1, u2]^T$.

[0021] Das Ausgangs-Richtsignal $Xout$ lässt sich dann darstellen als

$$(i) \quad Xout = E^T \cdot (G1' \cdot w + G2' \cdot u)$$

mit dem (skalaren!) korrigierten ersten und zweiten Verstärkungsparameter $G1'$, $G2'$. Stellt man das Referenz-Richtsignal $Xref$ ebenfalls in der Basis $E1$, $E2$ dar, so erhält man auch hier einen entsprechenden Gewichtsvektor $wref = [wr1, wr2]^T$: $Xref = E^T \cdot wref$. Anhand des ersten und des zweiten Richtsignals $Xr1$, $Xr2$ lässt sich nun infolge deren linearer Unabhängigkeit (da die relative Abschwächung jeweils auf eine andere Nutzsignalquelle gerichtet ist) das Referenz-Richtsignal darstellen zu

$$(ii) \quad Xref = a \cdot Xr1 + b \cdot Xr2,$$

und somit

$$(ii') \quad wref = a \cdot w + b \cdot u \text{ (für beide Vektorkomponenten)}$$

[0022] Es wird nun eine Linksmultiplikation der Gleichung (ii') mit $h^T(\alpha)$ durchgeführt, wobei $h(\alpha) = [h1(\alpha), h2(\alpha)]^T$ eine (gemessene, geschätzte oder modellierte) Übertragungsfunktion am Hörgerät darstellt, welche z.B. eine Propagation eines Schalls von einer Schallquelle zum ersten Eingangswandler bzw. zum zweiten Eingangswandler berücksichtigt, und für $\alpha = 0^\circ$ in eine relative Übertragungsfunktion vom ersten Eingangswandler zum zweiten Eingangswandler bezüglich einer frontalen Schallquelle übergeht, und α der Winkel ist, für welchen vorzugsweise $h^T(\alpha) \cdot u = 0$ gilt (also der Winkel derjenigen Richtung, für welche das zweite Richtsignal bevorzugt eine wenigstens näherungsweise totale Abschwächung aufweist, nämlich die Richtung der ersten Nutzsignalquelle). Hieraus kann man in Abhängigkeit der Kenntnis von $h^T(\alpha) \cdot wref$ und $h^T(\alpha) \cdot w$ einen Wert von a bestimmen (die beiden Skalarprodukte sind insbesondere für verschiedene Werte von $w1$, $w2$ und α tabellierbar). Anhand des Wertes von a lässt sich in einer der beiden Komponenten von (ii') auch ein Wert für b bestimmen.

[0023] Es lässt sich dann zeigen, dass die korrigierten Verstärkungsparameter

$$\begin{aligned} \text{(iii)} \quad G1' &= a \cdot G1, \\ G2' &= b \cdot G2 \end{aligned}$$

die gewünschte Eigenschaft erfüllen, im Ausgangs-Richtsignal X_{out} nach Gleichung (i) für $G1 = G2$ in das mit $G1$ skalierte Referenz-Richtsignal X_{ref} überzugehen.

[0024] Als vorteilhaft erweist es sich, wenn der korrigierte erste Verstärkungsparameter als der erste Verstärkungsparameter ermittelt wird, wenn das zweite Richtsignal in Richtung der ersten Nutzsignalquelle seine minimale Empfindlichkeit und bevorzugt eine möglichst vollständige Abschwächung in dieser Richtung aufweist, und besonders bevorzugt das erste Richtsignal seine maximale Empfindlichkeit aufweist. Wenn für das erste Richtsignal X_{r1} die Richtung maximaler Empfindlichkeit in der Richtung des ersten Nutzsignals liegt, in welcher ja das zweite Richtsignal seine minimale Empfindlichkeit aufweist, kann dies insbesondere für eine Normierung des ersten Richtsignals dahingehend verwendet werden, dass die Empfindlichkeit in dieser Richtung zu 1 gesetzt wird, und somit $h^T(\alpha) \cdot w = 1$ gilt. Ist zusätzlich in dieser Richtung die Abschwächung durch das zweite Richtsignal wenigstens näherungsweise vollständig, also $h^T(\alpha) \cdot u \approx 0$, so lässt sich in Gleichung (ii) $a = 1$ setzen, wodurch sich in Gleichung (iii) $G1' = G1$, also Identität von erstem und korrigiertem ersten Verstärkungsparameter ergibt.

[0025] Bevorzugt wird anhand des ersten Eingangssignals und des zweiten Eingangssignals ein erstes Zwischensignal und ein zweites Zwischensignal gebildet, wobei das erste Richtsignal als eine Überlagerung des ersten Zwischensignals und des zweiten Zwischensignals gebildet wird, und dabei ein zugehöriger erster Überlagerungsparameter ermittelt wird und/oder das zweite Richtsignal als eine Überlagerung des zweiten Zwischensignals mit dem ersten Zwischensignal gebildet wird, und dabei ein zugehöriger zweiter Überlagerungsparameter ermittelt wird. Als erstes Zwischensignal und zweites Zwischensignal werden dabei insbesondere ein vorwärts- und ein rückwärtsgerichtetes Kardioid-Signal X_c , X_a verwendet. Der erste Überlagerungsparameter $a1$ bzw. der zweite Überlagerungsparameter $a2$ ergeben sich dann aus der Darstellung

$$\begin{aligned} \text{(iv)} \quad X_{r1} &= X_c + a1 \cdot X_a, \\ X_{r2} &= a2 \cdot X_c + X_a, \end{aligned}$$

und können insbesondere adaptiv ermittelt werden. In einem wichtigen Spezialfall ist $a2 = 0$, d.h., das zweite Richtsignal X_{r2} ist durch das rückwärtsgerichtete Kardioid-Signal X_a , und damit durch das zweite Zwischensignal $Z2$ gegeben. Dies ist z.B. der Fall, wenn die erste Nutzsignalquelle, für welche das zweite Richtsignal eine relative, bevorzugt maximale, und besonders bevorzugt totale Abschwächung aufweist, im Bereich der Kerbe des rückwärtsgerichteten Kardioid-Signals liegt oder dort angenommen wird.

[0026] In einer vorteilhaften Ausgestaltung werden der korrigierte erste Verstärkungsparameter $G1'$ gebildet als ein Produkt aus dem ersten Verstärkungsfaktor $G1$ und einem ersten Korrekturfaktor a sowie der korrigierte zweite Verstärkungsparameter $G2'$ als ein Produkt aus dem zweiten Verstärkungsfaktor $G2$ und einem zweiten Korrekturfaktor b .

[0027] Bevorzugt wird ein erster Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$ und ein zweiter Referenz-Überlagerungsparameter $aref2$ für eine Überlagerung des ersten Zwischensignals $Z1$ und des zweiten Zwischensignals $Z2$ definiert werden, welche das Referenz-Richtsignal X_{ref} bildet, wobei der erste Korrekturfaktor a anhand eines Produktes des zweiten Überlagerungsparameters $a2$ mit dem zweiten Referenz-Überlagerungsparameter $aref2$ und insbesondere anhand einer Abweichung des Produktes vom ersten Referenz-Überlagerungsparameters $aref1$ gebildet wird, und/oder wobei der zweite Korrekturfaktor b anhand einer Abweichung eines Produktes des ersten Überlagerungsparameters $a1$ mit dem ersten Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$ vom zweiten Referenz-Überlagerungsparameter $aref2$ gebildet wird. Bevorzugt wird dabei das Ausgangs-Richtsignal X_{out} anhand des mit dem korrigierten ersten Verstärkungsparameter $G1'$ gewichteten ersten Richtsignals X_{r1} und anhand des mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameters $G2'$ gewichteten zweiten Richtsignals X_{r2} nach Gleichung (iii) gebildet wird als

$$\text{(v)} \quad X_{out} = G1' \cdot X_{r1} + G2' \cdot X_{r2}$$

$$\text{(v')} \quad = a \cdot G1 \cdot X_{r1} + b \cdot G2 \cdot X_{r2}.$$

[0028] Anhand der Gleichungen (iv) und (ii) lässt sich X_{ref} in Abhängigkeit des vorwärts- und. rückwärtsgerichteten Kardioid-Signals X_c bzw. X_a (also in Abhängigkeit der beiden Zwischensignale $Z1$ und $Z2$ und vorliegend mit $Z1 = X_c$

und $Z_2 = X_a$) angeben:

$$X_{ref} = (a + b \cdot a_2) \cdot X_c + (a \cdot a_1 + b) \cdot X_a,$$

$$(ii'') \quad X_{ref} = a_{ref1} \cdot X_c + a_{ref2} \cdot X_a$$

[0029] Die Linearfaktoren in Gleichung (ii''), welche dem vorwärts- bzw. rückwärtsgerichteten Kardioid-Signal X_c bzw. X_a zugeordnet sind, können hierbei als ein erster bzw. zweiter Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref1} bzw. a_{ref2} interpretiert werden, also

$$(vi) \quad a_{ref1} = a + b \cdot a_2,$$

$$a_{ref2} = a \cdot a_1 + b.$$

[0030] Die Korrekturfaktoren a , b in Gleichung (v') ergeben sich dann in Abhängigkeit der beiden Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref1} , a_{ref2} zu

$$(vii) \quad a = (a_{ref1} - a_2 \cdot a_{ref2}) / (1 - a_1 \cdot a_2),$$

$$b = (a_{ref2} - a_1 \cdot a_{ref1}) / (1 - a_1 \cdot a_2).$$

[0031] Für den Spezialfall $a_{ref1} = 1$ geht Gleichung (vii) über in

$$(vii') \quad a = (1 - a_{ref2} \cdot a_2) / (1 - a_1 \cdot a_2),$$

$$b = (a_{ref2} - a_1) / (1 - a_1 \cdot a_2).$$

[0032] In einer weiter vorteilhaften Ausgestaltung wird anhand des ersten und des zweiten Überlagerungsparameters a_1 , a_2 , anhand des ersten und des zweiten Referenz-Überlagerungsparameters a_{ref1} , a_{ref2} sowie anhand des ersten Verstärkungsparameters G_1 und anhand des zweiten Verstärkungsparameters G_2 ein effektiver erster Überlagerungsparameter a_{eff1} und ein effektiver zweiter Überlagerungsparameter a_{eff2} ermittelt, wobei das Ausgangs-Richtsignal X_{out} anhand einer Überlagerung des mit dem ersten effektiven Überlagerungsparameter a_{eff1} gewichteten ersten Zwischensignals Z_1 und des mit dem zweiten effektiven Überlagerungsparameter a_{eff2} gewichteten zweiten Zwischensignals Z_2 gebildet wird, also insbesondere als $X_{out} \propto a_{eff1} \cdot Z_1 + a_{eff2} \cdot Z_2$.

[0033] Mit den Definitionen der Gleichungen (iv) und (iii) lässt sich zudem aus Gleichung (v) die folgende Darstellung ableiten:

$$(viii) \quad X_{out} = G_1 \cdot [(a + b \cdot a_2 \cdot G_2/G_1) \cdot X_c + (a \cdot a_1 + b \cdot G_2/G_1) \cdot X_a].$$

[0034] Eine vergleichbare Darstellung lässt sich durch ein Ausklammern des zweiten Verstärkungsparameters G_2 gewinnen, wobei die in Gleichung (viii) gewählte Darstellung (Ausklammern von G_1) insbesondere für den Fall $G_1 \geq G_2$ vorteilhaft ist. Die Linearfaktoren in Gleichung (viii), welche dem vorwärts- bzw. rückwärtsgerichteten Kardioid-Signal X_c bzw. X_a zugeordnet sind, können hierbei als ein erster bzw. zweiter effektiver Überlagerungsparameter a_{eff1} bzw. a_{eff2} interpretiert werden, also

$$(ix) \quad a_{eff1} = a + b \cdot a_2 \cdot G_2/G_1,$$

$$a_{eff2} = a \cdot a_1 + b \cdot G_2/G_1$$

mit a , b gegeben durch die Darstellung gemäß Gleichung (vii) (bzw. für den Spezialfall $a_{ref1} = 1$ durch die Gleichung (vii')), sodass Gleichung (viii) übergeht in

$$(viii') \quad X_{out} = G1 \cdot (aeff1 \cdot X_c + aeff2 \cdot X_a).$$

[0035] Für $G1 = G2$ gehen der erste und der zweite effektiver Überlagerungsparameter $aeff1$, $aeff2$ in den ersten bzw. zweiten Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, $aref2$ gemäß Gleichung (vi) über. Dies lässt sich nun dazu verwenden, zunächst die beiden Korrekturparameter a , b , welche gemäß Gleichung (iii) den beiden Verstärkungsparametern $G1$, $G2$ zugeordnet sind, und schließlich die beiden effektiven Überlagerungsparameter $aeff1$, $aeff2$ in Abhängigkeit der Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, $aref2$ darzustellen.

[0036] Die konkret zu wählende Form von X_{out} , also gemäß Gleichung (v) oder Gleichung (viii'), erfolgt dann bevorzugt in Abhängigkeit davon, welche der beiden Darstellungen (ii), (ii') tatsächlich für X_{ref} verwendet wird. Insbesondere kann für Gleichung (ii') der Wert $aref1 = 1$ vorgegeben werden.

[0037] Im Fall, dass das zweite Richtsignal $Xr2$ durch das zweite Zwischensignal $Z2$, also insbesondere durch das rückwärtsgewandte Kardiod-Signal X_a gegeben ist (und somit $a2 = 0$ in Gleichung iii gilt), wird der erste effektive Überlagerungsparameter $aeff1$ gebildet aus dem ersten Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, also $aeff1 = aref1$.

[0038] Aus Gleichung (v) lässt sich für $Z1 = X_c$, $Z2 = X_a$ nach einigem Umformen zudem folgende Darstellung herleiten:

$$(x) \quad X_{out} = G_{eff} \cdot (Z1 + (aeff2/aeff1) \cdot Z2)$$

mit einem effektiven Verstärkungsparameter $G_{eff} = (G1' + G2' \cdot a2)$ und dem Verhältnis der effektiven Überlagerungsparameter $aeff2/aeff1 = (G1' \cdot a1 + G2')/G_{eff}$. Anhand der Forderungen, dass für $G1 = G2$ das Ausgangssignal X_{out} in ein skaliertes Referenzsignal X_{ref} , und somit die effektiven Überlagerungsparameter $aeff1$, $aeff2$ in die zugehörigen Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, $aref2$ übergehen sollen, sowie aus der zusätzlichen Forderung, dass in diesem Fall das Ausgangssignal X_{out} mit dem ersten Verstärkungsparameter $G1$ zu verstärken ist, also $G_{eff} = G1$, ergeben sich die Gleichungen

$$\begin{aligned} (xi) \quad G1 &= G_{eff} &= G1 \cdot a + G2 \cdot b \cdot a2, \\ aref1 &= aref1 &= a + b \cdot a2, \\ aref2 &= aeff2 &= a \cdot a1 + b. \end{aligned}$$

[0039] Für den o.g. Spezialfall, dass das zweite Richtsignal $Xr2$ durch das zweite Zwischensignal $Z2$ (insbesondere in Form eines rückwärtsgerichteten Kardiod-Signals X_a) gegeben ist, und somit $a2 = 0$ gilt, sowie der erste Referenz-Überlagerungsparameter $aref1 = 1$ gesetzt wird, ist der erste Korrekturfaktor $a = 1$ (vgl. Gleichung vii'). Somit ist der korrigierte erste Verstärkungsparameter $G1'$ zum ersten Verstärkungsparameter $G1$ identisch. Für den zweiten Korrekturfaktor b gilt $b = aref2 - 1$.

[0040] Hieraus ergibt sich für das Ausgangssignal

$$(xii) \quad X_{out} = G1 \cdot (Z1 + a1 \cdot Z2) + G2 \cdot (aref2 - a1) \cdot Z2.$$

[0041] Für $G1 = G2$ ist offensichtlich, dass (xii) in das mit $G1$ skalierte Referenz-Richtsignal $X_{ref} = Z1 + aref2 \cdot Z2$ mit dem zweiten Referenz-Überlagerungsparameter $aref2$ übergeht.

[0042] Günstigerweise wird dabei für den Fall, dass das zweite Richtsignal $Xr2$ durch das zweite Zwischensignal $Z2$ gegeben ist, der zweite effektive Überlagerungsparameter gebildet aus dem ersten Überlagerungsparameter $a1$ und einem Verhältnis des korrigierten zweiten Verstärkungsparameters $G2'$ und des ersten Verstärkungsparameters $G2'/G1$.

[0043] Anhand des ersten Richtsignals $Xr1 = Z1 + a1 \cdot Z2$ kann dann im genannten Spezialfall ($aref1 = 1$, $a2 = 0$ und somit $aeff1 = 1$ in Gleichung ix) anhand von Gleichung (x) insbesondere eine zu Gleichung (xii) äquivalente Formulierung gewonnen werden, wenn das zweite Nutzsignal weitgehend ausschließlich durch das zweite Zwischensignal angehoben werden soll:

$$\begin{aligned} (xiii) \quad X_{out} &= G1 \cdot (Z1 + (aeff2/aeff1) \cdot Z2) \\ &= G1 \cdot \{Z1 + [a1 + (aref2 - a1) \cdot G2/G1] \cdot Z2\}, \end{aligned}$$

wobei der Term $(aref2 - a1) \cdot G2$ in $aeff2$ den korrigierten zweiten Verstärkungsparameter $G2'$ bildet. Man beachte, dass

für den genannten Fall das zweite Richtsignal $Xr2$ durch das zweite Zwischensignal $Z2$ gegeben ist, und somit der zweite Überlagerungsparameter $a2 = 0$ gesetzt wurde. Hierdurch wird in Gleichung (x) der effektive Verstärkungsparameter G_{eff} zu $G1$ ($a = 1$), was in Gleichung (xiii) berücksichtigt wurde.

[0044] Als weiter vorteilhaft erweist es sich, wenn die Referenz-Richtcharakteristik des Referenz-Richtsignals als eine omni-direktionale Richtcharakteristik gewählt wird, oder derart gewählt wird, dass eine Abschattungswirkung von menschlichen Ohren nachgebildet wird.

[0045] Falls als Zwischensignale der Signalverarbeitung, z.B. zur Bildung wenigstens des ersten Richtsignals, jeweils ein vorwärtsgerichtetes und ein rückwärtsgerichtetes Kardioid-Signal Xc , Xa verwendet werden, gilt im Fall der omni-direktionalen Referenz-Richtcharakteristik für die beiden Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, $aref2$ im Referenz-Richtsignal $X_{ref} = aref1 \cdot Xc + aref2 \cdot Xa$ die Werte $aref1 = 1$, $aref2 = -1$. In vielen Situationen ist ein möglichst omnidirektionales Hörempfinden als Ausgangslage erwünscht.

[0046] Für den Fall, dass durch die Referenz-Richtcharakteristik eine Abschattungswirkung von menschlichen Ohren nachgebildet werden soll, werden die Referenz-Überlagerungsparameter $aref1$, $aref2$ bevorzugt vorab derart ermittelt, dass das Referenz-Richtsignal $X_{ref} = aref1 \cdot Xc + aref2 \cdot Xa$ die gewünschte räumliche Empfindlichkeit, wie sie durch die Abschattungen der Pinna an einem menschlichen Ohr entsteht, nachbildet. Hierbei kann das Ermitteln von $aref1$, $aref2$ an einem generischen Ohrmodell (z.B. eines KEMAR) erfolgen, oder auch auf den Träger des Hörgerätes individuell durch entsprechende Messungen abgestimmt werden.

[0047] Bevorzugt weist das erste Richtsignal in Richtung der ersten Nutzsignalquelle eine maximale Abschwächung auf und/oder das zweite Richtsignal in Richtung der zweiten Nutzsignalquelle eine maximale, insbesondere totale Abschwächung auf. Hierdurch lassen sich die Einflüsse der jeweiligen Nutzsignale auf das jeweils andere Richtsignal und somit auf den relativen Verstärkungsparameter besonders effektiv minimieren.

[0048] Vorteilhafterweise wird das erste Richtsignal mittels adaptiver Richtmikrofonie insbesondere anhand eines ersten Zwischensignals und eines zweiten Zwischensignals erzeugt, und/oder das zweite Richtsignal mittels adaptiver Richtmikrofonie insbesondere anhand des ersten und des zweiten Zwischensignals erzeugt wird. Hierdurch kann erreicht werden, dass das betreffende Richtsignal einerseits in Richtung einer der beiden Nutzsignalquellen eine möglichst geringe, bevorzugt minimale Empfindlichkeit aufweist, sodass in dieser Richtung eine hohe, bevorzugt maximale Abschwächung erfolgt, und in Richtung der jeweils anderen Nutzsignalquelle eine möglichst hohe, bevorzugt maximale Empfindlichkeit.

[0049] Als weiter vorteilhaft erweist sich dabei, wenn das erste Zwischensignal anhand einer mittels eines ersten Verzögerungsparameters implementierten zeitverzögerten Überlagerung des ersten Eingangssignals mit dem zweiten Eingangssignal erzeugt wird, und/oder das zweite Zwischensignal anhand einer mittels eines zweiten Verzögerungsparameters implementierten zeitverzögerten Überlagerung des zweiten Eingangssignals mit dem ersten Eingangssignal erzeugt wird. Insbesondere können dabei der erste und der zweite Verzögerungsparameter identisch zueinander gewählt werden, und insbesondere kann das erste Zwischensignal bzgl. einer Vorzugsebene des Hörgerätes symmetrisch zum zweiten Zwischensignal erzeugt werden, wobei die Vorzugsebene der Frontalebene des Trägers bevorzugt beim Tragen des Hörgerätes zugeordnet ist. Eine Ausrichtung der Richtsignale an der Frontalrichtung des Trägers erleichtert die Signalverarbeitung, da hierdurch die natürliche Blickrichtung des Trägers berücksichtigt wird.

[0050] Bevorzugt wird dabei das erste Zwischensignal als ein vorwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal und/oder das zweite Zwischensignal als ein rückwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal erzeugt. Ein Kardioid-Richtsignal lässt sich bilden, indem die beiden Eingangssignale zueinander mit der dem Abstand der Eingangswandler entsprechenden akustischen Laufzeitverzögerung überlagert werden. Hierdurch liegt - je nach Vorzeichen dieser Laufzeitverzögerung bei der Überlagerung - die Richtung der maximalen Abschwächung in Frontalrichtung (rückwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal) oder in der Gegenrichtung dazu (vorwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal). Die Richtung maximaler Empfindlichkeit ist der Richtung der maximalen Abschwächung entgegengesetzt. Dies erleichtert die weitere Signalverarbeitung, da sich ein derartiges Zwischensignal besonders für adaptive Richtmikrofonie eignet.

[0051] Die Erfindung nennt weiter ein Hörsystem mit einem Hörgerät, welches einen ersten Eingangswandler zur Erzeugung eines ersten Eingangssignals aus einem Schallsignal der Umgebung sowie einen zweiten Eingangswandler zur Erzeugung eines zweiten Eingangssignals aus dem Schallsignal der Umgebung aufweist, und einer Steuereinheit, welche dazu eingerichtet ist, das vorbeschriebene Verfahren durchzuführen. Insbesondere kann die Steuereinheit im Hörgerät integriert sein. In diesem Fall ist das Hörsystem direkt durch das Hörgerät gegeben. Die für das Verfahren und für seine Weiterbildungen genannten Vorteile können sinngemäß auf das Hörsystem übertragen werden.

[0052] Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand von Zeichnungen näher erläutert. Hierbei zeigen jeweils schematisch:

Fig. 1 eine Gesprächssituation eines Trägers eines Hörgerätes mit zwei Gesprächspartnern, und

Fig. 2 eine bevorzugte, direktionale Signalverarbeitung für das Hörgerät in der Gesprächssituation nach Fig. 1,

Fig. 3a eine Richtcharakteristik eines aus der direktionalen Signalverarbeitung nach Fig. 2 resultierenden Ausgangssignals, und

Fig. 3b eine Richtcharakteristik eines alternativen, aus der direktionalen Signalverarbeitung nach Fig. 2 resultierenden Ausgangssignals.

[0053] Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren jeweils mit denselben Bezugszeichen versehen.

[0054] In Figur 1 ist schematisch in einer Draufsicht ein Träger 1 eines Hörgerätes 2 dargestellt, welcher sich in einer Gesprächssituation mit einem ersten Gesprächspartner 4 und einem zweiten Gesprächspartner 8 befindet. Der erste Gesprächspartner 4 ist bezüglich dem Träger 1 in einer ersten Richtung 6 positioniert, der zweite Gesprächspartner 8 in einer zweiten Richtung 10 relativ zum Träger 1. Der erste Gesprächspartner 4 ist hierbei der Hauptgesprächspartner des Trägers 1, der zweite Gesprächspartner 8 nimmt an diesem Gespräch lediglich durch vereinzelte Sprachbeiträge teil. Die beschriebene Gesprächssituation ist hierbei für das obere und das untere Bild von Figur 1 identisch. Die Sprachbeiträge des ersten Gesprächspartners 4 bilden hierbei das erste Nutzsignal S1, die Sprachbeiträge des zweiten Gesprächspartners 8 das zweite Nutzsignal S2.

[0055] Um nun die Pegelspitzen des ersten Nutzsignals S1 und des zweiten Nutzsignals S2 für den Träger 1 des Hörgerätes 2 in einem Ausgangsschallsignal des Hörgerätes 2 abzumildern, wird nun, wie im oberen Bild von Figur 1 dargestellt, zunächst mittels adaptiver Richtmikrofonie ein erstes Richtsignal Xr1 derart erzeugt, dass selbiges in der zweiten Richtung 10, in welcher der zweite Gesprächspartner 8 positioniert ist, eine maximale und bevorzugt vollständige Abschwächung aufweist. Dies bedeutet, dass das Nutzsignal S2 vom ersten Richtsignal Xr1 nicht erfasst wird. Ein Kompressionsfaktor, welcher also anhand des ersten Richtsignals Xr1 berechnet wird, reagiert infolgedessen hinsichtlich der beiden Nutzsignalquellen 14, 18, welche durch den ersten bzw. zweiten Gesprächspartner 4 und 8 gegeben sind, lediglich auf ersteren. Hierbei wird ein erster Verstärkungsparameter G1 ermittelt, welcher hinsichtlich des ersten Nutzsignals S1 der ersten Nutzsignalquelle 14 (also des ersten Gesprächspartners 4) für jeden Moment die optimale Signalverstärkung und somit implizit auch ein entsprechendes Kompressionsverhältnis bestimmt.

[0056] Im unteren Bild von Figur 1 ist, analog zum oberen Bild, ein zweites Richtsignal Xr2 in derselben Hörsituation gezeigt, welches in der ersten Richtung 6, also der Richtung des ersten Gesprächspartners 4, eine maximale und bevorzugt vollständige Abschwächung aufweist. Da die erste Richtung 6 mit der Frontalrichtung des Trägers 1 zusammenfällt, ist das zweite Richtsignal Xr2 als ein rückwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal Xa ausgestaltet. Der anhand des zweiten Richtsignals Xr2 ermittelte und diesem zugeordnete zweite Verstärkungsparameter G2 stellt also in jedem Moment die hinsichtlich des zweiten Nutzsignals S2 optimale Verstärkung und insbesondere ein zugehöriges Kompressionsverhältnis dar.

[0057] Um nun in einem Ausgangsschallsignal des Hörgerätes 2 für dessen Träger 1 die Pegelspitzen durch die Gesprächsbeiträge sowohl des ersten Gesprächspartners 4 als auch des zweiten Gesprächspartners 8 auf ein für den Träger 1 angenehmes Niveau mittels Kompression absenken zu können, könnte nun einerseits ein solches Ausgangsschallsignal gebildet werden aus einer Linearkombination des ersten und des zweiten Richtsignals Xr1, Xr2, welche jeweils mit ihrem entsprechenden Verstärkungsparametern G1, G2 gewichtet werden. Da auch das erste Richtsignal Xr1 mittels adaptiver Richtmikrofonie anhand eines vorwärtsgerichteten Kardioid-Richtsignals und anhand des rückwärtsgerichteten Kardioid-Richtsignals Xa gebildet wird, würde eine derartige Linearkombination zu einem Ausgangsschallsignal führen, dessen Richtcharakteristik der Form nach der des ersten Richtsignals Xr1 ähnelt, wobei jedoch die Kerbe 22 der maximalen Abschwächung von der zweiten Richtung 10 weg verschoben wird. Dies führt einerseits zu einem möglicherweise unerwünschten, völlig "tauben" Bereich abseits der zweiten Nutzsignalquelle 18, welcher andererseits infolge der Abhängigkeit einer derartigen Linearkombination von den Sprachbeiträgen des ersten Gesprächspartners 4 auch noch in seiner Ausrichtung fluktuieren kann.

[0058] In Figur 2 ist schematisch in einem Blockdiagramm ein Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für das Hörgerät 2 nach Figur 1 in der dort beschriebenen Situation dargestellt, welches insbesondere die Pegelspitzen der beiden Nutzsignale S1, S2 der durch die jeweiligen Gesprächspartner 4, 8 gegebenen Nutzsignalquellen 14, 18 abmildern soll. Im Hörgerät 2 sind ein erster Eingangswandler 24 und ein zweiter Eingangswandler 26 angeordnet, welche aus einem Schallsignal 28 jeweils ein erstes Eingangssignal E1 bzw. ein zweites Eingangssignal E2 erzeugen. Das Schallsignal 28 ist dabei der Umgebungsschall, welcher also auch das erste und das zweite Nutzsignal S1, S2 beinhaltet. Eine mögliche Vorverarbeitung wie zum Beispiel eine A/D-, Wandlung oder Vergleichbares soll hierbei bereits in den Eingangswandlern 24, 26 enthalten sein, welche zudem jeweils ein vorzugsweise omnidirektionales Mikrofon aufweisen.

[0059] Das erste Eingangssignal E1 wird nun mit dem zweiten Eingangssignal E2, welches um einen ersten Verzögerungsparameter T1 verzögert wurde, überlagert, und hieraus ein erstes Zwischensignal Z1 gebildet. Analog dazu wird das zweite Eingangssignal E2 mit dem ersten Eingangssignal E1, welches um einen zweiten Verzögerungsparameter T2 verzögert wurde, überlagert und hierdurch ein zweites Zwischensignal Z2 gebildet. Vorliegend und ohne Beschränkung der Allgemeinheit werden der erste und der zweite Verzögerungsparameter T1, T2 jeweils identisch ($T1 = T2$) und überdies derart gewählt, dass das erste Zwischensignal Z1 durch ein vorwärtsgerichtetes Kardioid-Richtsignal Xc ge-

geben ist, und das zweite Zwischensignal 36 durch das rückwärtsgerichtete Kardioid-Richtsignal Xa. Anhand des ersten Zwischensignals Z1 und des zweiten Zwischensignals Z2 wird nun das erste Richtsignal $Xr1 = Z1 + a1 \cdot Z2$ nach Figur 1 mittels einer adaptiven Richtmikrofonie 40 unter Bestimmung eines ersten Überlagerungsparameters a1 derart erzeugt, dass die Beiträge des zweiten Gesprächspartners 8, also das zweite Nutzsignal S2, im ersten Richtsignal Xr1 maximal unterdrückt sind. Anhand des ersten Richtsignals Xr1 wird für das erste Nutzsignal S1 der erste Verstärkungsparameter G1 ermittelt. Der ermittelte erste Verstärkungsparameter G1 repräsentiert also die optimale Verstärkung und Kompression der Signalbeiträge des ersten Gesprächspartners 4 durch das erste Richtsignal Xr1.

[0060] Mittels adaptiver Richtmikrofonie 42 kann aus dem ersten Zwischensignal Z1 und dem zweiten Zwischensignal Z2 das zweite Richtsignal Xr2 erzeugt werden, welches die Beiträge des ersten Gesprächspartners 4, also das zweite Nutzsignal S2, maximal unterdrückt. Da selbiger vorliegend in Frontalrichtung zum Träger 1 steht, ist, wie bereits erwähnt, dass zweite Richtsignal Xr2 durch das rückwärtsgerichtete Kardioid-Richtsignal Xa gegeben. Das zweite Richtsignal Xr2 kann hierbei einerseits dauerhaft als das rückwärtsgerichtete Kardioid-Richtsignal Xa angenommen werden. Andererseits kann mittels der adaptiven Richtmikrofonie 42 auch eine Positionsänderung des ersten Gesprächspartners 4 für die Bildung des zweiten Richtsignals Xr2 aus dem ersten und dem zweiten Zwischensignal Z1, Z2 berücksichtigt werden.

[0061] Analog zum ersten Verstärkungsparameter G1 wird ferner anhand des zweiten Richtsignals Xr2 der zweite Verstärkungsparameter G2 bestimmt. Dieser repräsentiert dabei die optimale Verstärkung und Kompression des zweiten Nutzsignals S2 durch das zweite Richtsignal Xr2.

[0062] Überdies wird eine Referenz-Richtcharakteristik 63 für ein Referenz-Richtsignal Xref definiert. Das Referenz-Richtsignal Xref ergibt sich dabei als eine Überlagerung aus den beiden Zwischensignalen Z1, Z2 als

$$X_{ref} = a_{ref1} \cdot Z1 + a_{ref2} \cdot Z2$$

mit einem zugehörigen ersten Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref1} und einem zweiten Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref2}, welche so gewählt werden, dass das Referenz-Richtsignal Xref die gewünschte Referenz-Richtcharakteristik 63 aufweist, also z.B. die räumliche Filterwirkung der Pinna an einem menschlichen Ohr, insbesondere frequenzbandweise, nachbildet. Auch kann für einige oder alle Frequenzbänder eine omnidirektionale Richtcharakteristik für das Referenz-Richtsignal Xref gewählt werden (welches hierdurch seine Richtwirkung verliert). Das Referenz-Richtsignal Xref dient dabei der Definition der Referenz-Richtcharakteristik 63 und der Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref1}, a_{ref2}, und muss vorliegend nicht zwingend als eigenständiges Signal aus den beiden Zwischensignalen Z1 und Z2 erzeugt werden (entsprechen durch gestrichelte Linien dargestellt); die Referenz-Überlagerungsparameter a_{ref1}, a_{ref2} können vielmehr vorab festgelegt werden. Insbesondere kann a_{ref1} = 1 festgelegt werden, sodass die Referenz-Richtcharakteristik 63 des Referenz-Richtsignals Xref in Frontalrichtung keine Abschwächung aufweist.

[0063] Für die nachfolgenden Berechnungen wird nun berücksichtigt, dass $Xr2 = Z2 = Xa$ und somit $a2 = 0$ gilt, wobei zudem a_{ref1} = 1 gesetzt wird.

[0064] Anhand des zweiten Verstärkungsparameters G2, des ersten Überlagerungsparameters a1 und des Referenz-Überlagerungsparameters a_{ref2} wird nun ein korrigierter zweiter Verstärkungsparameter G2' ermittelt als

$$G2' = G2 \cdot (a_{ref2} - a1).$$

[0065] Es wird nun anhand des ersten Richtsignals $Xr1 = Z1 + a1 \cdot Z2$, gewichtet mit dem ersten Verstärkungsparameter G1, und anhand des zweiten Richtsignals Xr2, welches vorliegend dem zweiten Zwischensignal Z2 entspricht, gewichtet mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameter G2' ein Ausgangs-Richtsignal Xout gebildet als

$$X_{out} = G1 \cdot Xr1 + G2' \cdot Z2$$

$$(xii') \quad = G1 \cdot (Z1 + a1 \cdot Z2) + G2 \cdot (a_{ref2} - a1) \cdot Z2.$$

[0066] Sind nun beispielsweise das erste Nutzsignal S1 und das zweite Nutzsignal S2 in einem Frequenzbereich gleich laut, so wird ihnen für diesen Frequenzbereich jeweils derselbe Verstärkungsparameter $G1 = G2$ zugewiesen. In diesem Fall heben sich im Ausgangs-Richtsignal Xout die Beiträge proportional zum ersten Überlagerungsparameter a1 gegenseitig auf, und das Ausgangs-Richtsignal Xout geht in $Xout = G1 \cdot (Z1 + a_{ref2} \cdot Z2)$, als in das mit G1 verstärkte ("skalierte") Referenz-Richtsignal Xref über.

[0067] Anstelle der dargestellten Erzeugung des Ausgangs-Richtsignals Xout anhand des ersten Richtsignals Xr1 und des rückwärtsgerichteten Kardioid-Signals Xa als zweitem Zwischensignal Z2 lässt sich das Ausgangs-Richtsignal

Xout auch erzeugen, indem anhand des ersten Überlagerungsparameters a_1 , anhand des korrigierten zweiten Verstärkungsparameters G_2' und anhand des ersten Verstärkungsparameters G_1 ein erster effektiver Überlagerungsparameter a_{eff1} und ein zweiter effektiver Überlagerungsparameter a_{eff2} gebildet wird als

$$\begin{aligned} a_{eff2} &= a_1 + G_2'/G_1 \\ (xiv) \quad &= a_1 + (a_{ref2} - a_1) \cdot G_2/G_1. \end{aligned}$$

[0068] Der erste effektive Überlagerungsparameter a_{eff1} weist im vorliegenden Spezialfall den Wert $a_{eff1} = 1$ auf, kann jedoch insbesondere für $a_2 \neq 0$ auch nichttriviale Werte annehmen. Das entsprechend gebildete Ausgangs-Richtsignal

$$X_{out} = G_1 \cdot (a_{eff1} \cdot Z_1 + a_{eff2} \cdot Z_2)$$

mit a_{eff2} nach Gleichung (xiv) und $a_{eff1} = 1$ nimmt dann die in Gleichung (xii') dargelegte Form an. Das Ausgangs-Richtsignal X_{out} weist dabei infolge der vorliegenden Erzeugung eine Richtcharakteristik auf, welche in Richtung der ersten Nutzsignalquelle 14 (also der Richtung des ersten Nutzsignals S_1) gegenüber dem Referenz-Richtsignal X_{ref} eine Verstärkung oder Abschwächung um einen Faktor G_1 aufweist, und in Richtung der zweiten Nutzsignalquelle 18 (also der Richtung des zweiten Nutzsignals S_2) gegenüber dem Referenz-Richtsignal X_{ref} eine Verstärkung oder Abschwächung um einen Faktor G_2 aufweist (siehe hierzu auch Fig. 3a und Fig. 3b).

[0069] Anhand des Ausgangs-Richtsignals X_{out} wird abschließend über Signalverarbeitungsschritte 50, welche insbesondere eine zusätzliche frequenzbandabhängige Rauschunterdrückung umfassen können, ein Ausgangssignal Y_{out} erzeugt, welches von einem Ausgangswandler 52 des Hörgerätes 2 in ein Ausgangsschallsignal 54 umgewandelt werden.

[0070] In Fig. 3a ist für die in Fig. 1 dargestellte Hörsituation des Trägers 1 eine Richtcharakteristik 60 des wie in Fig. 2 beschrieben erzeugten Ausgangs-Richtsignals X_{out} dargestellt. Die Referenz-Richtcharakteristik 62 (gestrichelte Linie) ist hierbei als eine omnidirektionale Richtcharakteristik gegeben. Für eine bessere Übersichtlichkeit ist der erste Verstärkungsparameter G_1 hierbei als 0 dB gewählt, während der zweite Verstärkungsparameter G_2 als -6 dB gewählt wird. Die entstehende Richtcharakteristik 60 des Ausgangs-Richtsignals X_{out} weist in der zweiten Richtung 10 (also der Richtung der zweiten Nutzsignalquelle 18) eine merkliche Abweichung von der omnidirektionalen Referenz-Richtcharakteristik 62 auf.

[0071] In Fig. 3b wird statt der omnidirektionalen Referenz-Richtcharakteristik 62 eine Referenz-Richtsignal X_{ref} mit einer Referenz-Richtcharakteristik 64 gewählt (gestrichelte Linie), welches die Filterung des Umgebungsschalls durch die Pinna und entsprechende Abschattungseffekte modelliert. Erneut ist der erste Verstärkungsparameter G_1 hierbei als 0 dB gewählt, während der zweite Verstärkungsparameter G_2 als -6 dB gewählt wird. Die entstehende Richtcharakteristik 66 des Ausgangs-Richtsignals X_{out} weist in Richtung der zweiten Nutzsignalquelle 18 erneut eine merkliche Abweichung von der omnidirektionalen Referenz-Richtcharakteristik 64 auf, wobei in dieser Richtung durch die Definition des Referenz-Richtsignals X_{ref} nun eine zusätzliche Abschwächung erfolgt, welche infolge der Abschattungseffekte der Pinna in die Referenz-Richtcharakteristik 64 eingehen.

[0072] Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen.

Bezugszeichenliste

[0073]

- 1 Träger
- 2 Hörgerät
- 4 erster Gesprächspartner
- 6 erste Richtung
- 8 zweiter Gesprächspartner
- 10 zweite Richtung
- 14 erste Nutzsignalquelle
- 18 zweite Nutzsignalquelle
- 22 Kerbe
- 24 erster Eingangswandler

26	zweiter Eingangswandler
28	Schallsignal
40	adaptive Richtmikrofonie
42	adaptive Richtmikrofonie
5	50 Signalverarbeitungsschritte
	52 Ausgangswandler
	54 Ausgangsschallsignal
	60 Richtcharakteristik
	62 (omnidirektionale) Referenz-Richtcharakteristik
10	63 Referenz-Richtcharakteristik
	64 Referenz-Richtcharakteristik
	66 Richtcharakteristik
	a1 erster Überlagerungsparameter
15	aeff1 erster effektiver Überlagerungsparameter
	aeff2 zweiter effektiver Überlagerungsparameter
	aref1 erster Referenz-Überlagerungsparameter
	aref2 zweiter Referenz-Überlagerungsparameter
	E1 erstes Eingangssignal
20	E2 zweites Eingangssignal
	G1 erster Verstärkungsparameter
	G2 zweiter Verstärkungsparameter
	G2' korrigierter zweiter Verstärkungsparameter
	S1 erstes Nutzsignal
25	S2 zweites Nutzsignal
	T1 erster Verzögerungsparameter
	T2 zweiter Verzögerungsparameter
	Xa rückwärtsgerichtetes Kardioid-Signal
	Xc vorwärtsgerichtetes Kardioid-Signal
30	Xout Ausgangs-Richtsignal
	Xr1 erstes Richtsignal
	Xr2 zweites Richtsignal
	Yout Ausgangssignal
	Z1 erstes Zwischensignal
35	Z2 zweites Zwischensignal

Patentansprüche

- 40 1. Verfahren zur direktionalen Signalverarbeitung für ein Hörgerät (2),
- wobei durch einen ersten Eingangswandler (24) des Hörgerätes (2) aus einem Schallsignal (28) der Umgebung ein erstes Eingangssignal (E1) erzeugt wird,
 - wobei durch einen zweiten Eingangswandler (26) des Hörgerätes (2) aus dem Schallsignal (28) der Umgebung
 - 45 ein zweites Eingangssignal (E2) erzeugt wird,
 - wobei anhand des ersten Eingangssignals (E1) und des zweiten Eingangssignals (E2) jeweils ein erstes Richtsignal (Xr1) sowie ein zweites Richtsignal (Xr2) gebildet werden,
 - wobei das zweite Richtsignal (Xr2) in Richtung einer ersten Nutzsignalquelle (14) eine relative Abschwächung aufweist,
 - 50 - wobei das erste Richtsignal (Xr1) in Richtung einer zweiten Nutzsignalquelle (18) eine relative Abschwächung aufweist,
 - wobei ein erster Verstärkungsparameter (G1) für eine Verstärkung eines ersten Nutzsignals (S1) der ersten Nutzsignalquelle (14) sowie ein zweiter Verstärkungsparameter (G2) für eine Verstärkung eines zweiten Nutzsignals (S2) der zweiten Nutzsignalquelle (18) ermittelt werden,
 - 55 - wobei eine Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) für ein Referenz-Richtsignal (Xref) definiert wird,
 - wobei anhand des ersten Verstärkungsparameters (G1) und/oder des zweiten Verstärkungsparameters (G2) in Abhängigkeit der Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) ein korrigierter erster Verstärkungsparameter und ein korrigierter zweiter Verstärkungsparameter (G2') derart ermittelt werden, dass ein Ausgangs-Richtsignal

(Xout), welches als Summe des mit dem ersten korrigierten ersten Verstärkungsparameter gewichteten ersten Richtsignals (Xr1) und dem mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameter (G2') gewichteten zweiten Richtsignals (Xr2) gebildet wird, in ein linear skaliertes Referenz-Richtsignal (Xref) übergeht, wenn der erste Verstärkungsparameter (G1) gleich dem zweiten Verstärkungsparameter (G2) ist, und

- wobei wenigstens einer der beiden besagten korrigierten Verstärkungsparameter (G2') vom entsprechenden, zugrunde liegenden Verstärkungsparameter (G2) verschieden ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1,
wobei der korrigierte zweite Verstärkungsparameter (G2') derart ermittelt wird, dass das zweite Nutzsignal (S2) gegenüber der Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) durch das Ausgangs-Richtsignal (Xout) um den zweiten Verstärkungsparameter (G2) verstärkt wird, und/oder
wobei der korrigierte erste Verstärkungsparameter derart ermittelt wird, dass das erste Nutzsignal (S1) durch das Ausgangs-Richtsignal (Xout) gegenüber der Referenz-Richtcharakteristik (62, 63, 64) um den ersten Verstärkungsparameter (G1) verstärkt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder Anspruch 2,
wobei der korrigierte zweite Verstärkungsparameter (G2') gebildet wird als ein Produkt aus dem zweiten Verstärkungsfaktor (G2) und einem Korrekturfaktor, wobei der Korrekturfaktor einem Linearkoeffizienten des zweiten Richtsignals (Xr2) in einer Darstellung des Referenz-Richtsignals (Xref) als eine Linearkombination des ersten Richtsignals (Xr1) und des zweiten Richtsignals (Xr2) entspricht.
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei der korrigierte erste Verstärkungsparameter als der erste Verstärkungsparameter (G1) ermittelt wird, wenn das erste Richtsignal (Xr1) in Richtung der zweiten Nutzsignalquelle (14) seine minimale Empfindlichkeit aufweist.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei anhand des ersten Eingangssignals (E1) und des zweiten Eingangssignals (E2) ein erstes Zwischensignal (Z1) und ein zweites Zwischensignal (Z2) gebildet werden,
wobei das erste Richtsignal (Xr1) als eine Überlagerung des ersten Zwischensignals (Z1) mit dem zweiten Zwischensignal (Z2) gebildet wird, und dabei ein zugehöriger erster Überlagerungsparameter (a1) ermittelt wird, und/oder wobei das zweite Richtsignal (Xr2) als eine Überlagerung des zweiten Zwischensignals (Z2) mit dem ersten Zwischensignal (Z1) gebildet wird, und dabei ein zugehöriger zweiter Überlagerungsparameter (a2) ermittelt wird.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei der korrigierte erste Verstärkungsparameter (G1') gebildet wird als ein Produkt aus dem ersten Verstärkungsfaktor (G1) und einem ersten Korrekturfaktor, wobei der korrigierte zweite Verstärkungsparameter (G2') gebildet wird als ein Produkt aus dem zweiten Verstärkungsfaktor (G2) und einem zweiten Korrekturfaktor.
7. Verfahren nach Anspruch 5 mit Anspruch 6,
wobei ein erster Referenz-Überlagerungsparameter (aref1) und ein zweiter Referenz-Überlagerungsparameter (aref2) für eine Überlagerung des ersten Zwischensignals (Z1) und des zweiten Zwischensignals (Z2) definiert werden, welche das Referenz-Richtsignal (Xref) bildet,
wobei der erste Korrekturfaktor anhand eines Produktes des zweiten Überlagerungsparameters (a2) mit dem zweiten Referenz-Überlagerungsparameter (aref2) gebildet wird, und/oder
wobei der zweite Korrekturfaktor anhand einer Abweichung eines Produktes des ersten Überlagerungsparameters (a1) mit dem ersten Referenz-Überlagerungsparameter (aref1) vom zweiten Referenz-Überlagerungsparameter (aref2) gebildet wird.
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder Anspruch 7,
wobei das Ausgangs-Richtsignal (Xout) anhand des mit dem korrigierten ersten Verstärkungsparameter (G1') gewichteten ersten Richtsignals (Xr1) und anhand des mit dem korrigierten zweiten Verstärkungsparameters (G2') gewichteten zweiten Richtsignals (Xr2) gebildet wird.
9. Verfahren nach Anspruch 6 oder Anspruch 7,
wobei anhand des ersten und des zweiten Überlagerungsparameters (a1, a2), des ersten und des zweiten Referenz-Überlagerungsparameters (aref1, aref2), sowie anhand des ersten und zweiten Verstärkungsparameters (G1, G2) ein erster effektiver Überlagerungsparameter (aeff1) und ein zweiter effektiver Überlagerungsparameter (aeff2)

ermittelt werden, und

wobei das Ausgangs-Richtsignal (X_{out}) anhand einer Überlagerung des mit dem ersten effektiven Überlagerungsparameter (a_{eff1}) gewichteten ersten Zwischensignals ($Z1$) und des mit dem zweiten effektiven Überlagerungsparameter (a_{eff2}) gewichteten zweiten Zwischensignals ($Z2$) gebildet wird.

5

10. Verfahren nach Anspruch 9,
wobei für den Fall, dass das zweite Richtsignal (X_{r2}) durch das zweite Zwischensignal ($Z2$) gegeben ist, der erste effektive Überlagerungsparameter (a_{eff1}) gebildet wird aus dem ersten Referenz-Überlagerungsparameter (a_{ref1}).

10

11. Verfahren nach Anspruch 6 oder Anspruch 7,
wobei anhand des ersten Überlagerungsparameters ($a1$), anhand des korrigierten ersten Verstärkungsparameters ($G1'$) und anhand des korrigierten zweiten Verstärkungsparameters ($G2'$) ein zweiter effektiver Überlagerungsparameter (a_{eff2}) ermittelt wird, und
wobei das Ausgangs-Richtsignal (X_{out}) anhand einer Überlagerung des mit dem ersten Zwischensignals ($Z1$) und des mit dem zweiten effektiven Überlagerungsparameter (a_{eff2}) gewichteten zweiten Zwischensignals ($Z2$) gebildet wird.

15

12. Verfahren nach Anspruch 11,
wobei für den Fall, dass das zweite Richtsignal (X_{r2}) durch das zweite Zwischensignal ($Z2$) gegeben ist, der zweite effektive Überlagerungsparameter (a_{eff2}) gebildet wird aus dem ersten Überlagerungsparameter ($a1$) und einem Verhältnis des korrigierten zweiten Verstärkungsparameters ($G2'$) und des ersten Verstärkungsparameters ($G1$).

20

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
wobei die Referenz-Richtcharakteristik (63) des Referenz-Richtsignals (X_{ref}) als eine omni-direktionale Richtcharakteristik (62) gewählt wird, oder derart gewählt wird, dass eine Abschattungswirkung von menschlichen Ohren nachgebildet wird.

25

14. Hörsystem mit

30

- einem Hörgerät (2), welches einen ersten Eingangswandler (24) zur Erzeugung eines ersten Eingangssignals ($E1$) aus einem Schallsignal (28) der Umgebung sowie einen zweiten Eingangswandler (26) zur Erzeugung eines zweiten Eingangssignals ($E2$) aus dem Schallsignal (28) der Umgebung aufweist, und
- einer Steuereinheit, welche dazu eingerichtet ist, das Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche durchzuführen.

35

40

45

50

55

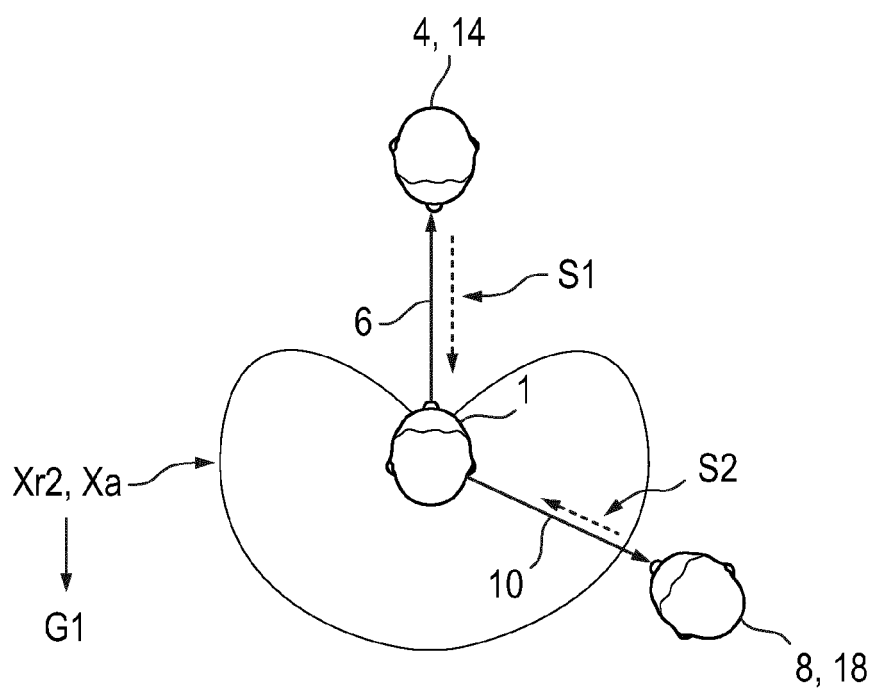
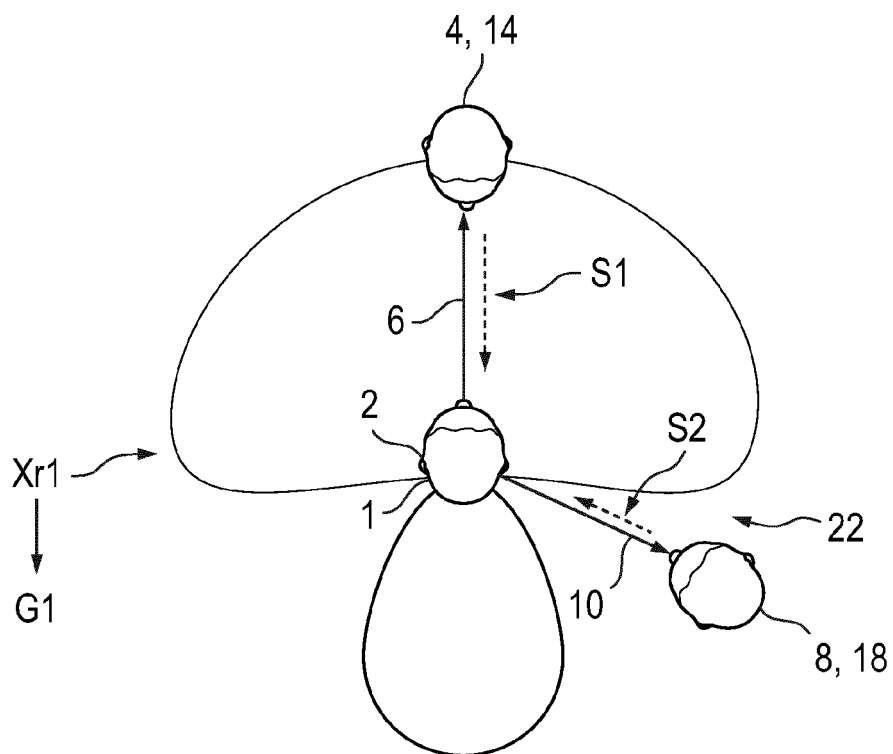


Fig. 1

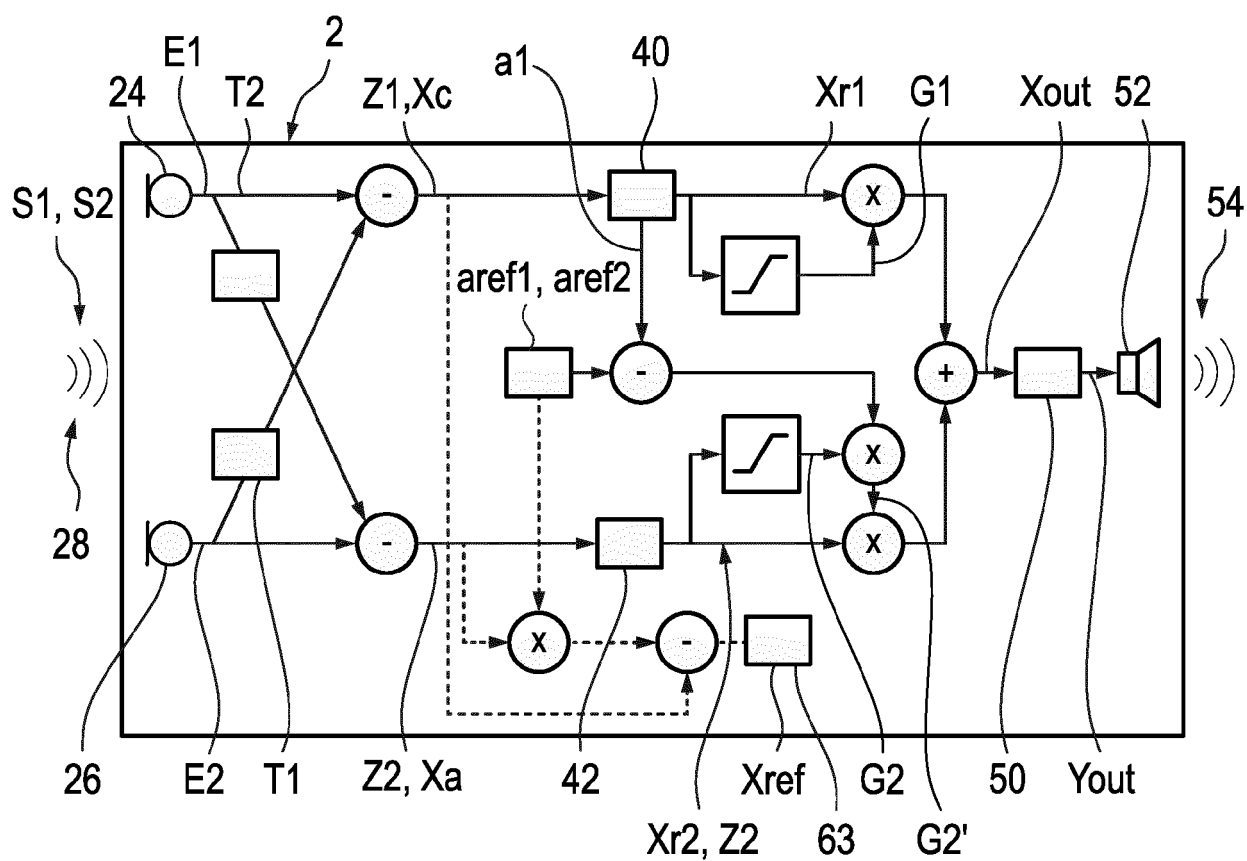


Fig. 2

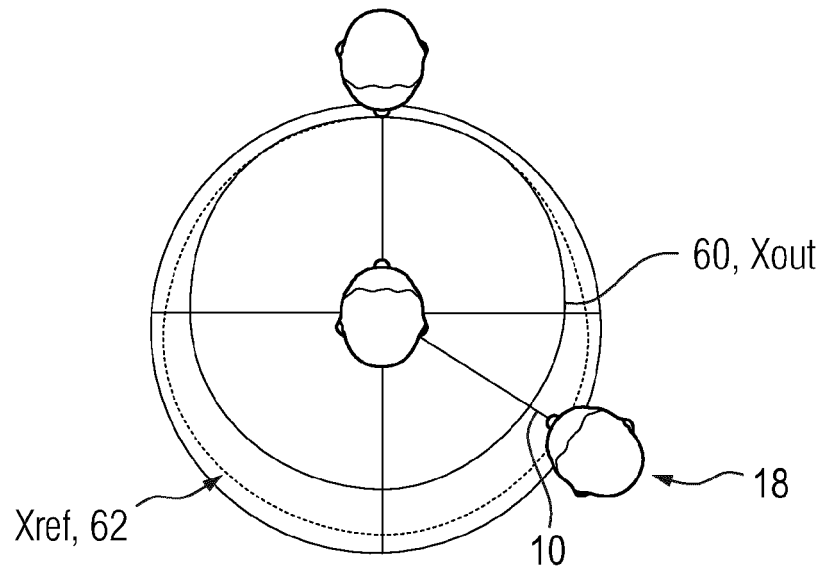


Fig. 3a

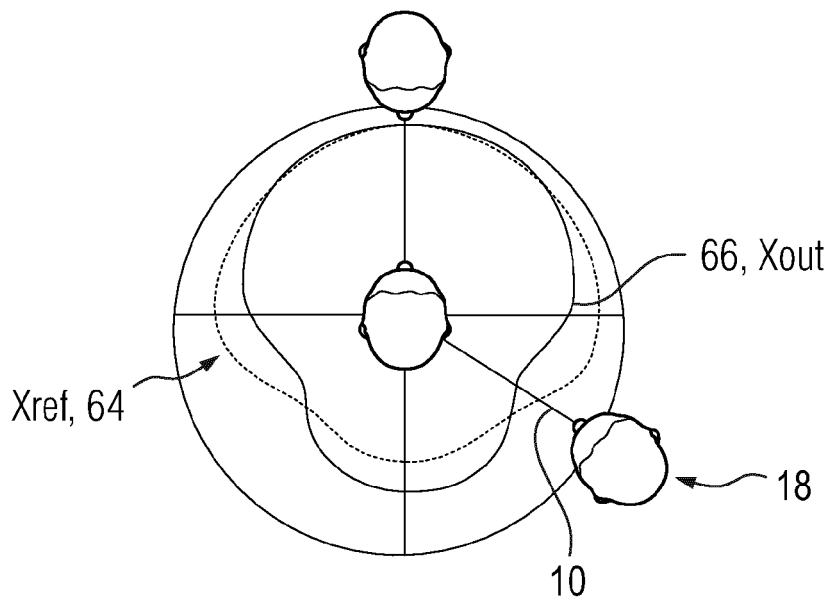


Fig. 3b



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 21 18 3901

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

1

EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
A	DE 10 2019 205709 B3 (SIVANTOS PTE LTD [SG]) 9. Juli 2020 (2020-07-09) * Absatz [0033] - Absatz [0041]; Abbildungen 1-3 *	1-14	INV. H04R25/00
A	EP 3 461 147 A1 (SIVANTOS PTE LTD [SG]) 27. März 2019 (2019-03-27) * Absatz [0025] - Absatz [0031]; Abbildung 1 *	1-14	
A	WO 2007/106399 A2 (MH ACOUSTICS LLC [US]; ELKO GARY W [US] ET AL.) 20. September 2007 (2007-09-20) * Seite 4, Zeile 5 - Seite 8, Zeile 30; Abbildungen 1-6 *	1-14	
A	EP 3 588 981 A1 (OTICON AS [DK]) 1. Januar 2020 (2020-01-01) * Absatz [0070] - Absatz [0081]; Abbildungen 4,5 *	1-14	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			H04R
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort Den Haag		Abschlußdatum der Recherche 7. Dezember 2021	Prüfer Streckfuss, Martin
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 21 18 3901

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

07-12-2021

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102019205709 B3	09-07-2020	CN 111836162 A	27-10-2020
		DE 102019205709 B3	09-07-2020
		EP 3726853 A1	21-10-2020
		US 2020336844 A1	22-10-2020

EP 3461147 A1	27-03-2019	AU 2018204636 A1	21-03-2019
		CN 109474876 A	15-03-2019
		DE 102017215823 B3	20-09-2018
		EP 3461147 A1	27-03-2019
		US 2019075405 A1	07-03-2019

WO 2007106399 A2	20-09-2007	EP 1994788 A2	26-11-2008
		US 2009175466 A1	09-07-2009
		US 2013010982 A1	10-01-2013
		US 2016205467 A1	14-07-2016
		WO 2007106399 A2	20-09-2007

EP 3588981 A1	01-01-2020	CN 110636429 A	31-12-2019
		EP 3588981 A1	01-01-2020
		US 2019394586 A1	26-12-2019

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82